



I FW

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

SUBMISSION OF CERTIFIED COPY OF PRIORITY DOCUMENT

APPLICANTS: Rainer GRAUMANN CONFIRMATION NO.: 6335
SERIAL NO.: 10/824,235 GROUP ART UNIT: 2882
FILED: April 14, 2004
TITLE: "COMBINED TOMOGRAPHY AND RADIOGRAPHIC
PROJECTION SYSTEM"

Commissioner for Patents
P. O. Box 1450
Alexandria, Virginia 22313-1450

S I R:

Applicant herewith submits a certified copy of German Application 103 17
132.0, filed in the German Patent and Trademark Office on April 14, 2003, on which
Applicant bases his claim for convention priority under 35 U.S.C. §119.

Submitted by,

Steven H. Noll

(Reg. 28,982)

SCHIFF, HARDIN LLP
CUSTOMER NO. 26574

Patent Department
6600 Sears Tower
233 South Wacker Drive
Chicago, Illinois 60606
Telephone: 312/258-5790
Attorneys for Applicant.

CERTIFICATE OF MAILING

I hereby certify that this correspondence is being deposited with the United
States Postal Service as First Class mail in an envelope addressed to:
Commissioner for Patents, P. O. Box 1450, Alexandria, VA 22313-1450 on August
17, 2004.

Steven H. Noll

STEVEN H. NOLL

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

Aktenzeichen: 103 17 132.0

Anmeldetag: 14. April 2003

Anmelder/Inhaber: Siemens Aktiengesellschaft, 80333 München/DE

Bezeichnung: Kombination von Tomographie- und radio-
graphischem Projektions-System

IPC: A 61 B, G 01 T, H 05 G

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 13. April 2004
Deutsches Patent- und Markenamt

CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT

Der Präsident
Im Auftrag

Beschreibung

Kombination von Tomographie- und radiographischem Projektions-System

5

Die vorliegende Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur kombinierten Aufzeichnung dreidimensionaler, funktioneller und struktureller anatomischer Bilddaten.

10 Unter funktionellen anatomischen Bilddaten sind Darstellungen von Organfunktionen, wie beispielsweise Stoffwechselvorgänge, biochemische Reaktionen oder dergleichen zu verstehen. Ent-
sprechende Untersuchungen werden vor allem in der Kardiolo-
gie, Neurologie und der Onkologie vorgenommen. Dreidimensio-
15 nale Bilddatensätze erhält man üblicherweise mit tomographischen Aufnahmefethoden. Diese, auf sehr unterschiedlichen physikalischen Vorgängen beruhenden Tomographieverfahren werden im folgenden verallgemeinernd als Funktionstomographie bezeichnet.

20

In der nuklearmedizinischen Diagnostik wird dem Patienten ein mit bestimmten, instabilen Nukliden markiertes Stoffwechselpräparat injiziert, das sich organspezifisch anreichert. Durch den Nachweis der entsprechenden, aus dem Körper emittierten Zerfallsprodukte des Präparats erhält man ein Abbild
25 der räumlichen Verteilung zugrundeliegender biochemischer Vorgänge. Die Stoffwechselpräparate enthalten bevorzugt Gammaquanten- oder Positronenemitter.

30 Die Bilderzeugung erfolgt je nach Art des radioaktiven Zerfalls mit unterschiedlichen Methoden. Bei Verwendung von Einzelphotonemittern, d.h. Nukliden, die unter Emission eines einzelnen Gammaquants zerfallen, wird beispielsweise das Schnittbildverfahren SPECT (Single Photon Emission Computed
35 Tomography) eingesetzt. Hierbei werden die Messköpfe einer Gammakamera im allgemeinen auf einer Kreisbahn um den Patienten bewegt. Die Aufnahme von Projektionen der Aktivitätsver-

teilung auf der Messebene der Gammakamera erfolgt unter diskreten Aspektwinkeln. Im allgemeinen wird eine Kamera mit einem großflächigen Messkopf verwendet, sodass Projektionen von Volumina aufgenommen werden können.

5

Zur Bildgebung mit Positronenemittern, d.h. Nukliden die unter Emission von Positronen zerfallen, werden sogenannte PET (Positronenemissionstomographen) eingesetzt. Die Positronen werden indirekt über die, bei der Annihilation in entgegengesetzter Richtung emittierten Gammaquanten nachgewiesen. Diese zeitlich korrelierten Gammaemissionen werden von zwei gegenüberstehenden Detektoren nachgewiesen. Zur räumlichen Bildgebung werden viele Detektoren kreisförmig um den Patienten angeordnet. Aus den gemessenen Werten entlang der Verbindungslinie zweier Detektoren (LOR, line of response) kann somit die Aktivitätsverteilung im Untersuchungsgebiet rekonstruiert werden.

20

In der jüngeren Vergangenheit hat sich ein weiteres Spezialgebiet der Radiologie, die Interventionsradiologie herausgebildet. Die hierbei eingesetzte funktionelle Magnetresonanz (fMR) bildet statt der Morphologie eines Gewebes Aktivitäten ab, die in diesem Gewebe stattfinden. Eine Anwendung der fMR erfolgt in der Regel im Bereich der Neurologie bzw. Neurochirurgie.

25

Die beschriebenen Verfahren ergeben eine räumliche Verteilung bestimmter Organfunktionen, sogenannte funktionelle Daten. Sie liefern kaum zusätzliche strukturellen Daten, d.h. Bildinformationen über die Organe, in denen die untersuchte Aktivität bzw. der untersuchte Prozess stattfindet. Für eine verbesserte, zuverlässige Diagnostik wie auch für eine signifikante Verbesserung der Therapieplanung müssen jedoch funktionelle Daten mit strukturellen Daten kombiniert werden.

35

Gegenwärtig werden die strukturellen Informationen meist getrennt von den funktionellen auf unterschiedlichen Geräten

gewonnen. In der Praxis haben sich im wesentlichen zwei Ansätze zur Verknüpfung dieser getrennt erstellten Bilddatensätze herauskristallisiert. Im einfachsten Fall obliegt es dem medizinischen Personal durch gedankliche Anstrengung eine Vorstellung vom Zusammenhang der getrennt erstellten Bilddatensätze zu erreichen. Die Verlässlichkeit dieser gedanklichen Korrelation der beiden Bilddatensätze wird im wesentlichen von der Erfahrung des Diagnostikers und seiner momentanen Konzentrationsfähigkeit bestimmt.

Um eine gewisse Unabhängigkeit von diesen individuellen Faktoren zu erhalten, werden im zweiten Fall die getrennt registrierten Bilddatensätze in eine gemeinsame Darstellung fusioniert, wobei die Einzelbilder sowohl überlagert wie auch nebeneinander dargestellt werden können. Nachteilig ist hierbei jedoch, dass der Patient zwischen den beiden unterschiedlichen Geräten umgelagert werden muss, womit i.A. mit einer deutlichen Lageveränderung der Organe von der ersten zur zweiten Aufnahme zu rechnen ist.

Ein dritter Ansatz verwendet daher eine Kombinationsapparatur, beispielsweise eine PET-CT-Kombination, in der die Bilddatensätze am identisch gelagerten Patienten erstellt werden können. Dies kann, wie in US 6 490 476 vorgestellt, durch eine geeignete, benachbarte Anordnung eines PET mit einem Computertomographen in Verbindung mit einer speziell ausgebildeten Patientenliege erreicht werden. Die Lage des Patienten in den beiden Untersuchungsgeräten lässt sich so genau kontrollieren, dass die zeitlich getrennt aufgenommen Bilddatensätze räumlich zugeordnet werden können.

Einen anderen Weg schlägt die Patentschrift US 6 449 331 ein. Es wird ein Detektor verwendet, der sowohl Gammaquanten wie auch Röntgenstrahlung nachzuweisen in der Lage ist. Damit kann eine funktionelle und eine strukturelle Aufnahme von einem bestimmten Untersuchungsgebiet am Patienten erstellt wer-

den ohne den Patienten zwischen den Aufnahmen bewegen zu müssen.

Die Kombination einer Funktionstomographie mit einer Positron-Emissionstomographie (PET) bzw. mit einer SPECT-Tomographie (SPECT) stellt einerseits ein sehr kostenintensives Bildgebungsverfahren dar, andererseits ist - im Gegensatz zur Computer-Tomographie (CT) - die Meßzeit insbesondere bei PET bzw. SPECT relativ lang (im Minutenbereich). Damit ist einerseits eine relativ hohe Strahlenbelastung des Patienten verbunden, zum anderen ist eine Untersuchung des Patienten in unbequemer Haltung, wie z.B. mit über den Kopf gestreckten Armen, bei so langen Messzeiten nicht möglich. Somit kann bei bestimmten Untersuchungen funktioneller Organstörungen keine korrelierte Erfassung funktioneller und struktureller anatomischer Bilddaten vorgenommen werden, da eine Haltungsänderung des Patienten von einer Messung zur anderen stets zu einer Verschiebung der Organe führt und damit ausscheidet.

Die Kombination einer Funktionstomographie mit einer konventionellen Computer-Tomographie würde zwar zu weitaus geringeren Meßzeiten führen (im Sekundenbereich), ist jedoch ebenfalls kostenintensiv und zudem hinsichtlich der Kombinierbarkeit sehr komplex.

Es ist daher Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Vorrichtung zum räumlich korrelierten Erstellen dreidimensionaler funktioneller und struktureller anatomischer Bilddatensätze anzugeben, die o.g. Nachteile des Stands der Technik vermeidet.

Diese Aufgabe wird gelöst durch eine Vorrichtung mit Merkmalen gemäß dem unabhängigen Anspruch.

Die Vorrichtung besitzt eine Einrichtung zur Aufnahme tomographischer Bilddatensätze und eine Einrichtung zur Aufnahme radiographischer Projektionsbilder. Das vom radiographi-

schen Projektionsbild erfasste erste Untersuchungsgebiet schließt hierbei das vom tomographischen Bilddatensatz erfasste zweite Untersuchungsgebiet zumindest teilweise ein. Weiterhin ist eine Vielzahl von radiographischen Projektions-

5 bildern dergestalt erstellbar, dass aus diesen Projektionsbildern eine dreidimensionale Rekonstruktion des ersten Untersuchungsgebiets möglich ist.

Da mit einer Einrichtung zur Aufnahme radiographischer Projektionsbilder die für eine dreidimensionale Rekonstruktion erforderlichen Projektionsbilder in sehr kurzer Zeit, d.h. in weniger als einer Minute, aufgenommen werden können, ist es möglich anatomische Strukturen aufzuzeichnen, ohne dass an den Patienten oder seine Lagerung besondere Anforderungen zu

10 stellen sind. Die Kombination einer Einrichtung zur Aufnahme tomographischer Bilddatensätze mit einer Einrichtung zum Erstellen radiographischer Projektionsbilder in einem Gerät gestattet hierbei eine Aufnahme eines Untersuchungsgebiets mit unterschiedlichen Techniken aber fester räumlicher Relation.

15 20

Für die Untersuchung biochemischer Vorgänge wird die Einrichtung zur Aufnahme tomographischer Bilddatensätze zweckmäßig von einem emissionstomographischen Aufnahmesystem gebildet.

25 Vorteilhaft kann, abhängig von der diagnostischen Aufgabenstellung, dabei ein SPECT (Single Photon Emission Computed Tomograph) oder ein Positronenemissionstomograph als emissionstomographisches Aufnahmesystem verwendet werden.

30 Für interventionelle Eingriffe kann vorteilhaft ein Tomograph zur funktionellen Magnetresonanz als Einrichtung zur Aufnahme tomographischer Bilddatensätze Verwendung finden.

Weiter vorteilhaft kann die Einrichtung zur Aufnahme radiographischer Projektionsbilder von einem C-Bogenröntgengerät gebildet sein, sodass keine Entwicklungskosten für die Ausgestaltung der Verfahrensmimik der Röntgenprojektionseinrichtung

35

erforderlich sind. Ein C-Bogen stellt ein wesentlich einfacheres Bildgebungsgerät dar (im Vergleich zu einem CT-Gerät) und lässt sich als solches auch leichter mit anderen bildgebenden Geräten kombinieren.

5

Die Einrichtung für die Aufnahme radiographischer Projektionsbilder ist vorzugsweise außerhalb des Gehäuses der Einrichtung für die Aufnahme tomographischer Bilddatensätze, aber in fester räumlicher Relation zu dieser angeordnet. Damit kann mit einfachen Mitteln ein Kombinationsgerät aus zwei vorhandenen Gerätetypen erstellt werden.

10

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform ist die Einrichtung für die Aufnahme radiographischer Projektionsbilder zusammen mit der für die Aufnahme radiographischer Projektionsbilder in einem Gehäuse integriert, so dass sich ein kompakt aufgebautes Kombinationsgerät ergibt.

15

Im Folgenden wird die Erfindung anhand bevorzugter Ausführungsformen unter Zuhilfenahme der beiliegenden Figur 1, näher erläutert. Diese

20

Fig. 1 zeigt ein erfindungsgemäßes Kombinationsgerät mit einem, einem PET System vorgesetzten System zum erstellen radiographischer Projektionsbilder aus unterschiedlichen Winkeln.

25

In der jüngsten Vergangenheit wurde die Entwicklung von C-Bogen-Röntgensystemen soweit vorangetrieben, dass nicht nur eine dreidimensional Rekonstruktion hochkontrastiger Objekte, wie beispielsweise Knochen oder kontrastmittelgefüllte Gefäße möglich ist, sondern auch dreidimensionale Darstellungen niederkontrastiger Objekte, wie z.B. von Organen, aus den Projektionsaufnahmen ermittelt werden können. Dies ist im wesentlichen Verbesserungen an den verwendeten Flachbilddetektoren wie auch der Auswertemethoden geschuldet. Damit können

30

35

C-Bogen-Röntgensysteme Strukturinformationen von Organen liefern.

Um einen Bilddatensatz für eine dreidimensionale Darstellung eines Messobjekt zu erhalten, muss vom Messobjekt eine Reihe von Projektionsbildern aus unterschiedlichen Raumrichtungen aufgezeichnet werden. Die Aufzeichnungsphase ist mit typischen Zeiten um 15 bis 20 Sekunden kurz. Dies ist vor allem dadurch bedingt, dass nicht einzelne Schichten mit zeilenförmig angeordneten Detektoren verwendet werden, sondern ein Flachbilddetektor, mit dem ein komplettes Projektionsbild in einem Arbeitsgang aufgenommen werden kann. Zwar ist die Bildqualität deutlich geringer als die mit Computertomographen erreichbare, doch ist sie mehr als hinlänglich um Strukturinformationen über Organe bereitzustellen, an denen anatomisch funktionelle Messungen vorgenommen werden.

Bei Einrichtungen zur Aufnahme radiographischer Projektionsbilder ist ein Flachbilddetektor 2 gegenüber der Emissionsöffnung einer Röntgenquelle 3 so angeordnet, dass die Röntgenstrahlen auf die röntgensensitive Fläche des Detektors 2 treffen. Der Patient bzw. das Untersuchungsobjekt befindet sich bei den Aufnahmen zwischen Röntgenquelle 3 und Flachbilddetektor 2. Er bzw. es wird durchleuchtet, womit sogenannte Röntgenabsorptionsverteilungen als Projektionsbilder erhalten werden. Um genügend Daten für eine dreidimensionale Rekonstruktion des Untersuchungsgegenstands zu erhalten rotiert die Anordnung aus Flachbilddetektor 2 und Röntgenquelle 3 um denselben. Dabei werden bis zu 200 Projektionsaufnahmen in äquidistanten oder variablen Winkelinkrementen erstellt. Mithilfe einer, die Abbildungsgeometrie beschreibenden Projektionsmatrix wird aus diesen Projektionsaufnahmen ein Bilddatensatz mit einer dreidimensionalen Beschreibung des durchleuchteten Gegenstands erstellt.

Die beschriebene Einrichtung zur Aufnahme radiographischer Projektionsbilder ist daher geeignet, Informationen über die

anatomischen Strukturen eines Patienten in kürzester Zeit zu erhalten. Eine entsprechende Messung muss nicht zeitgleich mit der Messung funktioneller anatomischer Vorgänge vorgenommen werden. Üblicherweise nehmen entsprechende Messungen mit
5 einem SPECT-, PET-, oder MR-System einige Minuten in Anspruch. Die radiographische Aufnahme zur Ermittlung der anatomischen Strukturen dauert dagegen etwa eine Minute, stellt also, wenn getrennt vorgenommen, keine signifikante Verlängerung der Gesamtmesszeit dar. Eine zuverlässige Vermessung der
10 anatomischen Strukturen kann daher auch mit einer radiographischen Untersuchung kurz vor bzw. nach der entsprechenden funktionellen Untersuchung erhalten werden.

Die Figur 1 zeigt ein erfindungsgemäßes Kombinationsgerät 1.
15 Es besteht aus einem PET-System 4, vor dessen Gantry eine Einheit aus einem Flachbilddetektor 2 und einer gegenüber angeordneten Röntgenquelle 3 angebracht sind. Die Einheit aus Flachbilddetektor 2 und Röntgenquelle 3 dreht sich um eine gemeinsame Drehachse, die im wesentlichen mit der Symmetrie-
20 achse des Gantrytunnels 5 zusammenfällt. Statt am Eingang des Gantrytunnels eines PET-Systems 4 kann die Einheit aus Flachbilddetektor 2 und Röntgenquelle 3 auch am Eingang des Gantrytunnels eines SPECT- oder MR-Systems angebracht sein.

25 Zur Untersuchung wird ein Patient auf der Patientenliege 6 gelagert. Diese kann lagekontrolliert parallel zur Tunnelachse der Gantry 5 verfahren werden. Das Untersuchungsgebiet des Patienten wird entweder vor oder nach der funktionellen Tomographie in den Strahlengang der radiographischen Einrichtung
30 bestehend aus Flachbilddetektor 2 und Röntgenquelle 3 gebracht. Zur Messung wird die radiographische Einrichtung in einem definierten Winkelsegment um ihre Drehachse geschwenkt, während gleichzeitig in definierten Winkelinkrementen radiographische Projektionsaufnahmen erstellt werden. Das somit
35 erfasste Messvolumen umfasst derzeit einen Kubus von ca. 30 cm Kantenlänge, sodass i.A. das gesamte Untersuchungsgebiet mit einer einzigen radiographischen Aufnahmeserie er-

fasst wird. Durch Aufzeichnen des Verschiebewegs der Patientenliege zwischen der radiographischen und der funktionstomographischen Aufnahme wird eine räumliche Zuordnung beider Bilddatensätze erreicht. Dies trifft insbesondere zu, da der Patient nicht umgelagert werden muss und die Verschiebezeit im Verhältnis zur Gesamtmesszeit kurz genug ist, um Patientenbewegungen auszuschließen.

Alternativ zur Anordnung wie sie in Figur 1 dargestellt ist, kann ein C-Bogenröntgengerät fest vor die Gantry eines Funktionstomographen, d.h. eines PET-, SPECT-, oder MR-Systems montiert sein. Durch die feste Montage ist eine feste räumliche Relation zwischen dem radiographischen und dem funktionellen Messbereich gegeben. Vorteilhaft kann mit dieser Lösung auf die Ausstattung des Funktionstomographen mit einer eigenen Mechanik zur isozentrischen Rotation der Einheit aus Flachbilddetektor 2 und Röntgenquelle 3 verzichtet werden, wodurch sich besonders bei geringen Herstellungszahlen eine deutliche Kostenersparnis erzielen lässt. Wird die Verbindung zwischen C-Bogenröntgengerät und Funktionstomographen lösbar ausgestaltet, so können bei Bedarf beide Geräte unabhängig voneinander eingesetzt werden. Damit können mit geringem Geräteeinsatz eine Vielzahl diagnostischer Verfahren verfolgt werden.

Es ist jedoch auch möglich, die radiographische mit der funktionstomographischen Einrichtung in ein Gehäuse zu integrieren. Diese Lösung ist insbesondere bei emissionstomographischen Systemen und dann vorzuziehen, wenn das Kombinationsgerät vorwiegend zur Untersuchung von Organfunktionen mit gleichzeitiger Erfassung der anatomischen Strukturen verwendet wird. Die Integration ermöglicht beide Detektorsysteme, d.h. das Detektorsystem zur Aufzeichnung der Zerfallsprodukte und den Flachbilddetektor benachbart zueinander anzuordnen. Damit muss der Patient nur mehr eine kurze Strecke zwischen beiden Messungen verfahren werden. Weiterhin ist es auch möglich die radiographische Einrichtung gegenüber ihrer Drehachse

se so zu verkippen, dass die Verbindungslinie zwischen Flach-
bilddetektor 2 und Röntgenquelle 3 den Messbereich des emis-
sionstomographischen Detektors durchdringt. Dadurch erübrigt
sich eine Verschiebung des Patienten zwischen beiden Messun-
5 gen und u.U. können beide Messungen innerhalb der selben
Zeitspanne erfolgen.

Die vorgeschlagenen Kombination einer Einrichtung zur Aufnah-
me tomographischer Bilddatensätze und einer Einrichtung zur
10 Aufnahme radiographischer Projektionsbilder in ein Gerät ges-
tattet vorteilhaft die multimodale Bildgebung zur Verbindung
funktioneller mit strukturellen anatomischen Informationen
für die Diagnose, Therapieplanung und Therapieunterstützung.
Aufgrund der gegenüber CT-Kombinationsgeräten wesentlich kür-
15 zeren Messzeiten ist die Strahlen Belastung wie die emotiona-
le Belastung des Patienten wesentlich reduziert. Zudem kann
ein erfindungsgemäßes System wesentlich kostengünstiger her-
gestellt werden als ein vergleichbares CT-Kombinationsgerät.

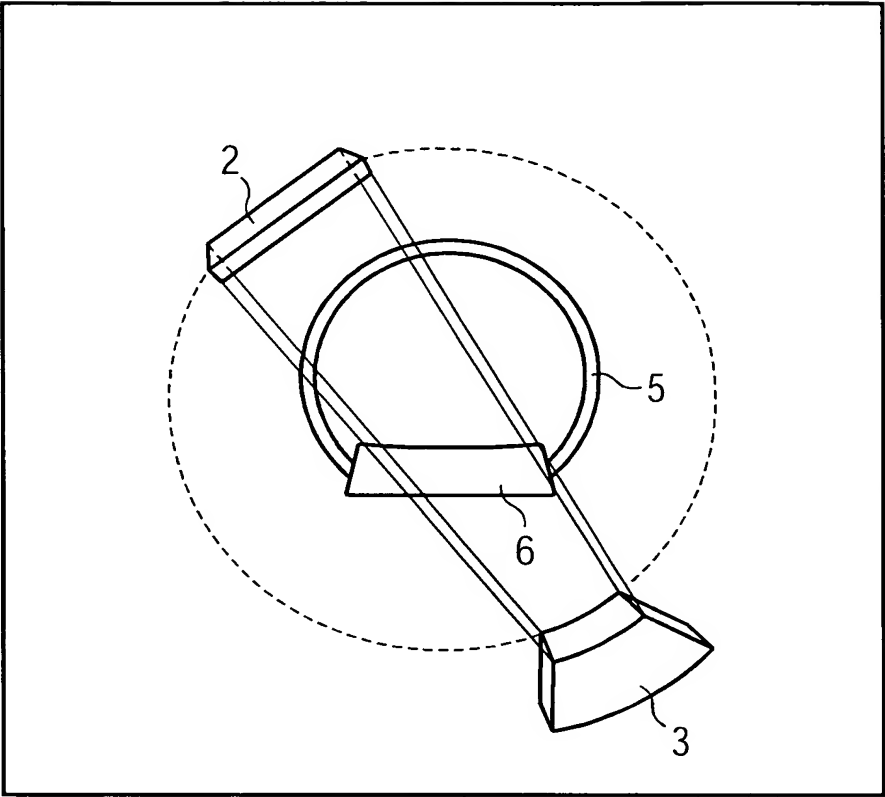
Patentansprüche

1. Vorrichtung mit einer Einrichtung zur Aufnahme tomographischer Bilddatensätze und einer Einrichtung zur Aufnahme
5 radiographischer Projektionsbilder,
wobei, ein, von einem radiographischen Projektionsbild erfasstes erstes Untersuchungsgebiet ein, von einem tomographischen Bilddatensatz erfasstes zweites Untersuchungsgebiet zumindest teilweise einschließt und eine
10 Vielzahl radiographischer Projektionsbilder des ersten Untersuchungsgebiets so erstellbar sind, dass aus diesen Projektionsbildern eine dreidimensionale Rekonstruktion des ersten Untersuchungsgebiets möglich ist.
- 15 2. Vorrichtung nach Anspruch 1,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t,
dass ein emissionstomographisches Aufnahmesystem die Einrichtung zur Aufnahme tomographischer Bilddatensätze bildet.
20
3. Vorrichtung nach Anspruch 2,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t,
dass ein SPECT (Single Photon Emission Computed Tomograph) das emissionstomographische Aufnahmesystem bildet.
- 25 4. Vorrichtung nach Anspruch 2,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t,
dass ein PET (Positronenemissionstomograph) das emissionstomographische Aufnahmesystem bildet.
30
5. Vorrichtung nach Anspruch 1,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t,
dass ein fMR (funktionelle Magnetresonanz)-Aufnahmesystem die Einrichtung zur Aufnahme tomographischer Bilddatensätze
35 bildet.
6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t,
dass ein 3D-C-Bogenröntgengerät die Einrichtung zur Aufnahme radiographischer Projektionsbilder bildet.

- 5 7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6,
 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t,
 dass die Einrichtung für die Aufnahme radiographischer
 Projektionsbilder außerhalb des Gehäuses der Einrichtung
 für die Aufnahme tomographischer Bilddatensätze, aber
10 in fester räumlicher Relation zu dieser angeordnet ist.
8. Vorrichtung nach Anspruch 7,
 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t,
 dass die Einrichtung für die Aufnahme radiographischer
15 Projektionsbilder zusammen mit der für die Aufnahme radiographischer Projektionsbilder in einem Gehäuse integriert ist.

1



4